

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-051995

(43)Date of publication of application : 19.02.2002

(51)Int.Cl.

A61B 5/022

A61B 5/0245

(21)Application number : 2000-244876

(71)Applicant : NIPPON COLIN CO LTD

(22)Date of filing : 11.08.2000

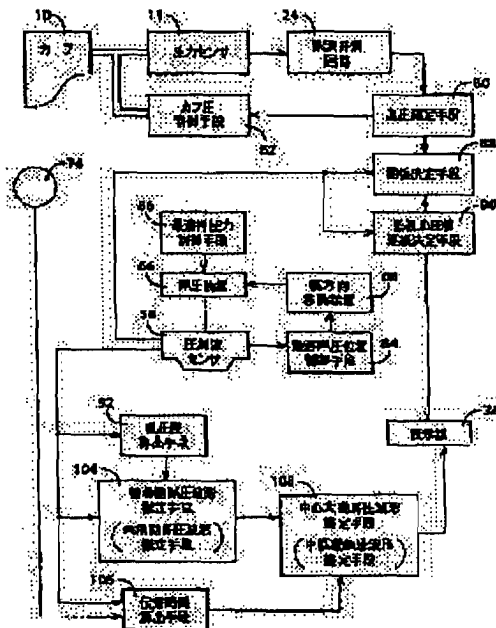
(72)Inventor : SUNAKAWA KENJI
SUGIMACHI MASARU

(54) INSTRUMENT FOR ESTIMATION OF CENTRAL AORTIC PRESSURE WAVEFORM

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an instrument for estimation of a central aortic pressure waveform $P(AO)$, allowing for accurate estimation of the waveform $P(AO)$ in a simple manner.

SOLUTION: A differential blood pressure calculation means 92 allows for sequential calculation of blood pressure difference $A(t)$ between a blood pressure $P(RA)(t)$ of a radial arteries 44 at the pressed site with a pressure pulse wave sensor of 58 and a blood pressure $Pd(t)$ in the distal end of the arteries 44 based on a model 94 from a radial artery pressure pulse wave $P(RA)$ detected by a noninvasive sequential detection using pressure pulse-wave detection probe 38. Further, a radial artery pressure waveform estimation means 104 allows for a sequential estimation of a progressive pressure pulse wave $Pf(RA)$ and reflective pressure pulse wave $Pb(RA)$ of the arteries 44 using the difference $A(t)$ and the pulse wave $P(RA)$; a central aortic pressure waveform estimation means 108 allows for a sequential estimation of the waveform $P(AO)$ based on the pulse wave $Pf(RA)$ and pulse wave $Pb(RA)$, and a propagation time Td calculated sequentially using a calculation means 106. Therefore, only measurement of the radial artery pressure waveform $P(RA)$ and the propagation time Td allow for accurate sequential estimation of the waveform $P(AO)$ in a simple manner.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 29.08.2000

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3400417

[Date of registration] 21.02.2003

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C): 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2002-51995
(P2002-51995A)

(43) 公開日 平成14年2月19日 (2002.2.19)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B	5/022	A 6 1 B	5/02
	5/0245		3 3 3 B
			4 C 0 1 7
			3 1 0 N
			3 3 7 E

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2000-244876(P2000-244876)

(22) 出願日 平成12年8月11日(2000.8.11)

(71) 出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72) 発明者 砂川 賢二

大阪府茨木市北春日丘3-9-16

(72) 発明者 杉町 勝

大阪府吹田市藤白台5-7-1-A503

(74) 代理人 100085361

弁理士 池田 治幸 (外2名)

Fターム(参考) 4C017 AA04 AA08 AA09 AB01 AB02

AC04 AC30 AD08 BC07 BC11

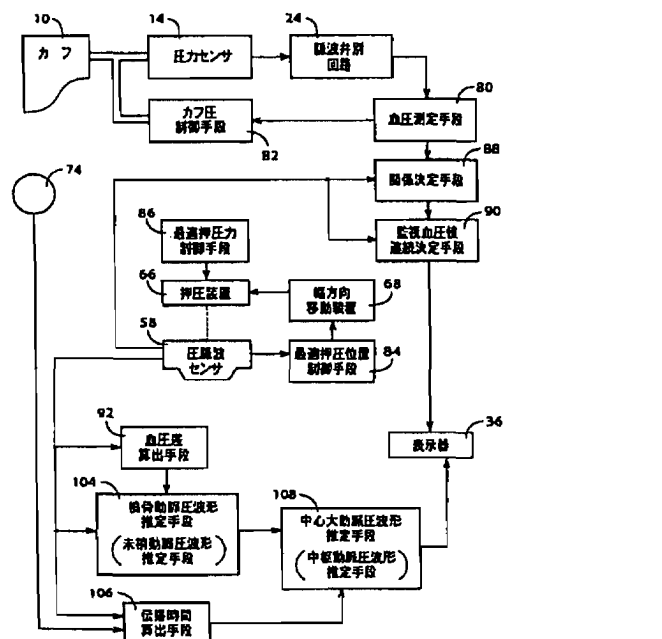
BC14 BD05 CC02 FF05

(54) 【発明の名称】 中枢動脈圧波形推定装置

(57) 【要約】

【目的】 簡便且つ高精度に中心大動脈圧波形 $P(A0)$ を推定することができる中枢動脈圧波形推定装置を提供する。

【解決手段】 血压差算出手段 92 により、モデル 94 に基づいて、圧脈波検出プローブ 38 によって非侵襲的に逐次検出された橈骨動脈圧脈波 $P(RA)$ から、圧脈波センサ 58 により押圧されている部位における橈骨動脈 44 の血压 $P(RA)(t)$ と橈骨動脈 44 の末端における血压 $Pd(t)$ との間の血压差 $A(t)$ を逐次算出する。そして、橈骨動脈圧波形推定手段 104 により、上記血压差 $A(t)$ および圧脈波 $P(RA)$ から橈骨動脈 44 の進行圧脈波 $Pf(RA)$ および反射圧脈波 $Pb(RA)$ を逐次推定し、中心大動脈圧波形推定手段 108 により、橈骨動脈 44 の進行圧脈波 $Pf(RA)$ と反射圧脈波 $Pb(RA)$ 、および伝播時間算出手段 106 により逐次算出した伝播時間 Td に基づいて中心大動脈圧波形 $P(A0)$ を逐次推定する。従って、橈骨動脈圧波形 $P(RA)$ および伝播時間 Td を測定するだけで、高精度に且つ簡便に中心大動脈圧波形 $P(A0)$ が逐次推定できる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体の中枢動脈の圧脈波形を非侵襲にて逐次推定する中枢動脈圧波形推定装置であって、前記中枢動脈よりも下流側の末梢動脈を表皮上から押圧する圧脈波センサを備え、該末梢動脈からの圧脈波を非侵襲にて逐次検出する圧脈波検出装置と、予め設定された血管系モデルに基づいて、前記圧脈波検出装置により逐次検出される圧脈波から、前記圧脈波センサにより押圧されている部位における前記末梢動脈の血圧と該末梢動脈の末端における血圧との間の血圧差を逐次算出する血圧差算出手段と、該血圧差算出手段により逐次算出される血圧差と、前記圧脈波検出装置により逐次検出される前記末梢動脈の圧脈波とから、前記末梢動脈の前記圧脈波センサによって押圧されている部位における進行圧脈波および反射圧脈波を逐次推定する末梢動脈圧波形推定手段と、前記中枢動脈の所定部位から、前記末梢動脈の前記圧脈波センサにより押圧されている部位までを脈波が伝播する伝播時間を逐次算出する伝播時間算出手段と、前記末梢動脈圧波形推定手段により逐次推定された前記末梢動脈の進行圧脈波と反射圧脈波、および前記伝播時間算出手段により逐次算出された伝播時間に基づいて、前記中枢動脈の進行圧脈波および反射圧脈波を逐次推定し、さらに、該中枢動脈の進行圧脈波および反射圧脈波を加算して中枢動脈圧波形を逐次推定する中枢動脈圧波形推定手段とを、含むことを特徴とする中枢動脈圧波形推定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、中枢動脈（たとえば大動脈や頸動脈）の圧脈波形を非侵襲にて逐次推定する中枢動脈圧波形推定装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 手術中の患者の血圧の連続的な監視等のために、いわゆるトノメトリ法に基づいて生体の血圧を連続的に推定する血圧推定装置が知られている。上記血圧推定装置は、表皮上から橈骨動脈等の所定の末梢動脈を押圧する圧脈波センサを備え、その圧脈波センサにより検出される圧脈波に基づいて生体の血圧値を連続的に推定している。

【0003】 上記血圧推定装置の圧脈波センサにより検出される末梢圧脈波形を中枢動脈圧波形と比較すると、上記末梢圧脈波形は、中枢動脈圧波形に対して歪んでおり、また、中枢動脈圧波形よりも時間的に遅れている。そのため、上記血圧推定装置により中枢動脈圧波形を連続的に推定しようとする、何かの補正が必要となる。

【0004】 上記中枢動脈圧波形として中心大動脈圧波形（大動脈の中心端における圧脈波形）を連続的に推定するために末梢圧脈波形の歪みを補正する方法として、

中心大動脈圧波形と末梢圧脈波形との間の平均的な伝達関数を求め、その伝達関数に基づいて逐次検出される末梢圧脈波形を補正する方法が提案されている。また、末梢圧脈波形を進行圧脈波形と反射圧脈波形とに分離してそれぞれ推定し、その推定した進行圧脈波形と反射圧脈波形、および大動脈の中心端から圧脈波センサが装着されている部位までを脈波が伝播する伝播時間に基づいて、中心大動脈圧波形の進行圧脈波形と反射圧脈波形とをそれぞれ推定し、その推定した中心大動脈圧波形の進行圧脈波形と反射圧脈波形とを加算することにより中心大動脈圧波形を推定する方法も提案されている。(Stergiopulos N, Westerhof BE, Westerhof N: Physical basis of pressure from periphery to aorta: a model-based study. American Journal of Physiology 1998; 274: H1386-H1392)

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 前者の方法は、フーリエ変換や畳み込み積分等の複雑な計算を必要としているために、リアルタイムで中心大動脈圧波形を監視することは困難であった。また、後者の方法は単純な計算で高精度に中心大動脈圧波形を推定できるのであるが、末梢動脈の血流を測定する必要があるという不都合があった。

【0006】 また、モデル化した血管系に基づいて伝達関数を求め、その伝達関数および指尖部の血圧から中心大動脈圧波形を推定する方法も提案されている。(Karamanoglu M, Feneley MP: On-line synthesis of the human ascending aortic pressure pulse from the finger pulse. Hypertension. 1997; 30: 1416-1424) しかし、この方法には、侵襲的な手法によってしか得られないパラメータが必要であるという不都合があった。

【0007】 本発明は以上のような事情を背景として為されたものであり、その目的とするところは、簡便且つ高精度に中枢動脈圧波形を推定することができる中枢動脈圧波形推定装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するための本発明の要旨とするところは、生体の中枢動脈の圧脈波形を非侵襲にて逐次推定する中枢動脈圧波形推定装置であって、(a) 前記中枢動脈よりも下流側の末梢動脈を表皮上から押圧する圧脈波センサを備え、その末梢動脈からの圧脈波を非侵襲にて逐次検出する圧脈波検出装置と、(b) 予め設定された血管系モデルに基づいて、前記圧脈波検出装置により逐次検出される圧脈波から、前記圧脈波センサにより押圧されている部位における前記末梢動脈の血圧とその末梢動脈の末端における血圧との間の血圧差を逐次算出する血圧差算出手段と、(c) その血圧差算出手段により逐次算出される血圧差と、前記圧脈波検出装置により逐次検出される前記末梢動脈の圧脈波とから、前記末梢動脈の前記圧脈波センサによって押圧

されている部位における進行圧脈波および反射圧脈波を逐次推定する末梢動脈圧波形推定手段と、(d) 前記中樞動脈の所定部位【とは】から、前記末梢動脈の前記圧脈波センサにより押圧されている部位までを脈波が伝播する伝播時間を逐次算出する伝播時間算出手段と、(e) 前記末梢動脈圧波形推定手段により逐次推定された前記末梢動脈の進行圧脈波波形と反射圧脈波波形、および前記伝播時間算出手段により逐次算出された伝播時間に基づいて、前記中樞動脈の進行圧脈波波形および反射圧脈波波形を逐次推定し、さらに、その中樞動脈の進行圧脈波波形および反射圧脈波波形を加算して中樞動脈圧波形を逐次推定する中樞動脈圧波形推定手段とを、含むことにある。

【0009】

【発明の効果】このようにすれば、血圧差算出手段により、予め設定された血管系モデルに基づいて、圧脈波検出装置によって非侵襲的に逐次検出された圧脈波から、圧脈波センサにより押圧されている部位における末梢動脈の血圧と末梢動脈の末端における血圧との間の血圧差が逐次算出される。そして、末梢動脈圧波形推定手段により、血圧差算出手段によって逐次算出された血圧差と圧脈波検出装置によって逐次検出された圧脈波とから、末梢動脈の進行圧脈波および反射圧脈波が逐次推定され、中樞動脈圧波形推定手段により、末梢動脈の進行圧脈波と反射圧脈波、および伝播時間算出手段により逐次算出された伝播時間に基づいて中樞動脈圧波形が逐次推定される。従って、末梢動脈圧波形および伝播時間を逐次測定するだけで、簡便に中樞動脈圧波形が逐次推定できる。

【0010】

【発明の好適な実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面に基いて詳細に説明する。図1は本発明が適用された中心大動脈圧波形推定装置8の構成を説明するブロック線図である。本装置8は、中樞動脈圧波形として中心大動脈圧波形を推定する装置である。なお、図1の中心大動脈圧波形推定装置8は、非観血的且つ連続的に血圧を推定する非観血連続血圧推定装置としての機能も有している。

【0011】図1において、中心大動脈圧波形推定装置8は、ゴム製袋を布製帯状袋内に有してたとえば患者の上腕部12に巻回されるカフ10と、このカフ10に配管20を介してそれぞれ接続された圧力センサ14、切換弁16、および空気ポンプ18とを備えている。この切換弁16は、カフ10内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、カフ10内を徐々に排圧する徐速排圧状態、およびカフ10内を急速に排圧する急速排圧状態の3つの状態に切り換えられるように構成されている。

【0012】圧力センサ14は、カフ10内の圧力を検出してその圧力を表す圧力信号SPを静圧弁別回路22および脈波弁別回路24にそれぞれ供給する。静圧弁別回路22はローパスフィルタを備え、圧力信号SPに含

まれる定常的な圧力すなわちカフ圧Pcを表すカフ圧信号SKを弁別してそのカフ圧信号SKをA/D変換器26を介して電子制御装置28へ供給する。

【0013】上記脈波弁別回路24はバンドパスフィルタを備え、圧力信号SPの振動成分である脈波信号SM1を周波数的に弁別してその脈波信号SM1をA/D変換器29を介して電子制御装置28へ供給する。この脈波信号SM1が表すカフ脈波は、患者の心拍に同期して図示しない上腕動脈から発生してカフ10に伝達される圧力振動波すなわちカフ脈波であり、上記カフ10、圧力センサ14、および脈波弁別回路24は、カフ脈波センサとして機能している。

【0014】上記電子制御装置28は、CPU30、ROM32、RAM34、および図示しないI/Oポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU30は、ROM32に予め記憶されたプログラムに従ってRAM34の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、切換弁16および空気ポンプ18の制御、および表示器36の表示内容の制御等を行なう。

【0015】圧脈波検出装置として機能する圧脈波検出プローブ38は、末梢動脈すなわち中樞動脈よりも下流側に位置する動脈からの圧脈波を検出するものである。この圧脈波検出プローブ38は、図2に詳しく示すように、容器状を成すセンサハウジング40を収容するケース42と、このセンサハウジング40を橈骨動脈44の幅方向に移動させるためにそのセンサハウジング40に螺合され且つケース42の駆動部46内に設けられた図示しないモータによって回転駆動されるねじ軸48とを備えている。上記ケース42には装着バンド50が取り付けられており、上記容器状を成すセンサハウジング40の開口端が人体の体表面52に対向する状態で装着バンド50によりカフ10が巻回されていない側たとえば左側の手首54に着脱可能に取り付けられるようになっている。上記センサハウジング40の内部には、ダイヤフラム56を介して圧脈波センサ58が相対移動可能かつセンサハウジング40の開口端からの突出し可能に設けられており、これらセンサハウジング40およびダイヤフラム56等によって圧力室60が形成されている。この圧力室60内には、空気ポンプ62から調圧弁64を経て圧力空気が供給されるようになっており、これにより、圧脈波センサ58は圧力室60内の圧力に応じた押圧力で前記体表面52に押圧される。

【0016】上記センサハウジング40およびダイヤフラム56は、圧脈波センサ58を橈骨動脈44に向かって押圧する押圧装置66を構成しており、押圧装置66は後述する最適押圧力PHDPOで圧脈波センサ58を押圧する。そして、上記ねじ軸48および図示しないモータは、圧脈波センサ58が押圧される押圧位置をその橈骨動脈44の幅方向に移動させて変更する押圧位置変更装

置すなわち幅方向移動装置68を構成している。

【0017】上記圧脈波センサ58は、たとえば、単結晶シリコン等の半導体のチップから成る押圧面70に多数の半導体感圧素子（図示せず）が橈骨動脈44の幅方向すなわちねじ軸48と平行な圧脈波センサ58の移動方向に0.2mm程度の一定の間隔で配列されて構成されており、手首54の体表面52の橈骨動脈44上に押圧されることにより、橈骨動脈44から発生して体表面52に伝達される圧力振動波すなわち圧脈波P(RA)を検出し、その圧脈波P(RA)を表す圧脈波信号SM₂をA/D変換器72を介して前記電子制御装置28へ供給する。図3は、圧脈波センサ58により検出された圧脈波信号SM₂の一例を示している。

【0018】心音マイク74は、生体の胸部体表面上の所定部位に装着されて、心音を表す心音信号SHを検出して出力する。心音マイク74から出力された心音信号SHは、A/D変換器76を介して前記電子制御装置28へ供給される。心音の第1音Iは大動脈弁の開放に伴って発生する音を含んでおり、大動脈弁の開放と同時に大動脈波が発生するなど、心音を表す上記心音信号SHは、大動脈の中心端における大動脈波に同期する第1信号であり、心音マイク74は第1信号を検出する第1センサとして機能する。

【0019】図4は、上記のように構成された中心大動脈圧波形推定装置8における電子制御装置28の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【0020】図4において、血圧測定手段80は、カフ圧制御手段82によってたとえば生体の上腕に巻回されたカフ10の圧迫力を所定の目標圧力値P_{CM}（たとえば、180mmHg程度の圧力値）まで急速昇圧させた後に3mmHg/sec程度の速度で徐速降圧させられる徐速降圧期間内において、順次採取される脈波信号SM_iを表す脈波の振幅の変化に基づきよく知られたオシロメトリック法を用いて最高血圧値B P_{SYS}、平均血圧値B P_{MEAN}、および最低血圧値B P_{DI}などを決定し、その決定された最高血圧値B P_{SYS}、平均血圧値B P_{MEAN}、および最低血圧値B P_{DI}などを表示器36に表示させる。

【0021】最適押圧位置制御手段84は、初回の装着時など、押圧面70に配列された感圧素子Eのうちの最大振幅を検出する感圧素子Eすなわち最大振幅検出素子（またはアクティブエレメント）E₀の配列位置が、配列の端を基準として、それから所定数または所定距離内側までに位置するものであることを条件とする押圧位置更新条件が成立した場合には、以下の押圧位置更新動作を実行する。すなわち、押圧位置更新動作は、圧脈波センサ58を体表面52から一旦離隔させるとともに、幅方向移動装置68により押圧装置66および圧脈波センサ58を所定距離移動させた後、押圧装置66により圧脈波センサ58を比較的小さい予め設定された第1押圧力HDP₁で押圧させ、その状態で再び上記押圧位置更

新条件が成立するか否かを判断し、押圧位置更新条件が成立しなくなるまで、より好ましくは、最大振幅検出素子E₀が配列位置の略中央に位置するまで上記の動作および判断を実行する。

【0022】最適押圧力制御手段86は、最適押圧位置に位置させられた圧脈波センサ58の押圧力を連続的に変化させ、その変化過程で得た圧脈波P(RA)に基づいて最適押圧力を決定し、圧脈波センサ58を最適押圧力P_{HDP0}にて押圧させる。最適押圧力P_{HDP0}とは、たとえば図5に示すように、最適押圧力P_{HDP0}を十分に含む範囲で押圧力を連続的に増加させる過程で、圧脈波センサ58のアクティブエレメントE₀から得られた脈波振幅の最大値を中心とする所定範囲内の押圧値、および/またはその押圧力変化過程で得た圧脈波信号SM₂の下ピーク値S_{min}と圧脈波センサ58の押圧力とを示す二次元図表においてその下ピーク値S_{min}を結ぶ曲線（図5の破線）に形成される平坦部の中央を中心とする所定範囲内の押圧値である。

【0023】関係決定手段88は、圧脈波センサ58の押圧面70に配列された複数の圧力検出素子のうちアクティブエレメントE₀により検出される圧脈波P(RA)の大きさと血圧測定手段80により測定された血圧値BPとの間の対応関係をたとえば図6に示すように予め決定する。また、図6に示す関係は、式1によっても表される。

$$(式1) \quad MBP = A \cdot P(RA) + B$$

【0024】監視血圧値連続決定手段90は、その対応関係から、圧脈波センサ58の押圧面70に配列された複数の圧力検出素子のうちたとえばアクティブエレメントE₀により検出される圧脈波P(RA)の大きさに基づいて生体の監視血圧値MBP（監視最高血圧値MB P_{SYS}、監視平均血圧値MB P_{MEAN}、監視最低血圧値MB P_{DI}の少なくとも一つ）を連続的に決定し、且つ、その監視血圧値MBPを表示器36に逐次表示する。

【0025】血圧差算出手段92は、予め設定したモデル94に基づいて、圧脈波検出プローブ38により逐次検出される圧脈波P(RA)の大きさから、圧脈波センサ58により押圧されている部位における橈骨動脈44の血圧P(RA)と橈骨動脈44の末端における血圧P_dとの間の血圧差Aを逐次算出する。上記予め設定したモデル94は、血管系を模式化したものであり、図7に示される。このモデル94において、管96は、弾力性があり圧力損失のない管であり、大動脈（中樞動脈）から橈骨動脈44（末梢動脈）の圧脈波センサ58により押圧されている部位までの血管に相当する。なお、この管96の特性インピーダンスをZ_cと表す。そして、その管96の末梢側には末梢回路98が接続されている。この末梢回路98は圧脈波センサ58により押圧されている部位よりもさらに末梢側の血管系をモデル化したものであり、圧脈波センサ58により押圧されている部位から末

端までの橈骨動脈44を表す抵抗99と、その抵抗99とそれぞれ直列且つ互いに並列に接続されている抵抗100およびコンデンサ102により構成されている。なお、上記抵抗99のインピーダンスは管96のインピーダンスと等しい。これは、血管のインピーダンスは血管の径、弾性、壁厚、血液の物性で決まり、圧脈波センサ58により押圧されている部位の上流と下流でこれらが大きく変化しないためである。

【0026】上記血圧差Aは、抵抗99の特性インピーダンスZcと管96内を流れる血流量Q(RA)との積(A = Zc × Q(RA))と表すことができる。また、時間tにおける血圧差A(t)と、時間tにおける管96の末端の圧力すなわち圧脈波センサ58により押圧されている部位における橈骨動脈44の脈圧P(RA)(t)、および橈骨*

$$\begin{aligned} \text{(式4)} \quad P_d(t+T) &= P_d(t) + \{A(t) / Z_c / C - P_d(t) / R / C\} \times T \\ &= P_d(t) + \{A(t) / (Z_c / R) / (C \cdot R) - P_d(t) / (C \cdot R)\} \times T \end{aligned}$$

【0028】ここで、Zc/R、C・Rは、以下のようにして求めることができる。まず、中心大動脈圧波形P(A0)と橈骨動脈圧波形P(RA)を実測し、その2つの圧波形の比較から実測の伝達関数を求める。なお、この方法は、文献(Sugimachi et al. Methods Inf Med 1997)に詳しく記載されている。次に、モデル94に基づく伝達関数H(ω)は式5で表すことができるので、式5に示す伝達関数H(ω)の0-8Hzの範囲が前記実測の伝達関数を最も忠実に再現するパラメーターの組み合わせから、Zc/R、C・Rを求めることができる。

$$\text{(式5)} \quad H(\omega) = (1 + \Delta^2 \Gamma) / (\Delta + \Delta \Gamma)$$

ここで、ωは角振動数、Δは遅延要素であり、Δ = -ω・Td・j、Γ = (Z - Zc) / (Z + Zc) (ただし、Zは末梢回路98のインピーダンス)

【0029】しかし、本実施例では、上記のようにして予め求めたZc/R、C・Rに基づいて決定された一定値(たとえばそれらの平均値)を用いる。このように一定値を用いるのは、Zc/RおよびC・Rが多少変動しても最終的な中心大動脈圧P(A0)はそれほど変化しないことを実験により確認したこと、および、一定値を用いることにより計算処理の迅速化を図ることができるからである。また、前記式4からPd(t+T)を求めるためには、Pd(t)の初期値を与えてやる必要があることから、Pd(t)の初期値には予め設定された一定値、たとえば末梢動脈圧の平均値すなわち圧脈波検出プローブ38により検出される橈骨動脈圧P(RA)の平均値を用いる。これらの値を式4に代入することにより、Pd(t)およびA(t)が逐次得られる。なお、Pd(t)には、初期値として予め設定された一定値を用いることから、Pd(t)は極初期のうちは不正確であるが、式4を繰り返して用いるうちに真の値に近づいていく。

【0030】末梢動脈圧波形推定手段として機能する橈

*動脈44の末端すなわちd点の圧力Pd(t)との間には、式2に示す関係が成り立つ。

$$\text{(式2)} \quad A(t) = P(RA)(t) - P_d(t)$$

【0027】また、コンデンサ102に流入する流量はA(t)/Zcで表すことができ、コンデンサ102から流出する流量はPd(t)/Rで表すことができるので、十分に小さい一定時間T(たとえば1msecなど)にコンデンサ102に充電される電荷の量は式3のように表すことができる。

$$\text{(式3)} \quad \{A(t) / Z_c - P_d(t) / R\} \times T$$

式3をコンデンサ102のキャパシタンスCで除すと、一定時間Tに新たにコンデンサ102の両端に生じた電圧の増加分になることから、T秒後のd点における電圧Pd(t+T)は式4で表すことができる。

骨動脈圧波形推定手段104は、圧脈波検出プローブ38により逐次検出される圧脈波P(RA)(t)、および前記血圧差算出手段92により逐次算出される血圧差A(t)に基づいて、式6および式7から、橈骨動脈44の圧脈波センサ58により押圧されている部位における進行圧脈波Pf(RA)(t)および反射圧脈波Pb(RA)(t)を逐次推定する。なお、式6および式7は、圧脈波P(RA)および血流波Q(RA)から、その圧脈波P(RA)の進行圧脈波Pf(RA)および反射圧脈波Pb(RA)を推定する式として知られているものである。(Westerhof N, Sipkema P, Bos GC van, Elzinga G: Forward and backward waves in the arterial system. Cardiovasc Res 1972; 6:648-656)

$$\text{(式6)} \quad P_f(RA)(t) = (P(RA)(t) + A(t)) / 2$$

$$\text{(式7)} \quad P_b(RA)(t) = (P(RA)(t) - A(t)) / 2$$

【0031】伝播時間算出手段106は、中樞動脈の所定部位における脈動に同期する第1同期信号を検出する第1センサにより、第1同期信号の予め設定された所定部位が検出された時点と、圧脈波センサ58により、上記第1同期信号の所定部位に対応する圧脈波P(RA)の所定部位が検出された時点との時間差を、伝播時間Tdとして算出する。本装置8では、心音マイク74が第1センサとして機能することから、たとえば、心音マイク74により逐次検出される第1音1の立ち上がり点と、圧脈波センサ58により逐次検出される圧脈波P(RA)の立ち上がり点との時間差を伝播時間Tdとして算出する。

【0032】中樞動脈圧波形推定手段として機能する中心大動脈圧波形推定手段108は、前記橈骨動脈圧波形推定手段104により逐次推定された橈骨動脈44の進行圧脈波Pf(RA)と反射圧脈波Pb(RA)、および前記伝播時間算出手段106により逐次算出された伝播時間Tdに基づいて、以下のようにして中心大動脈圧波形P

(A0)を逐次推定し、その逐次推定した大動脈圧波形 $P(A0)$ を表示器 36 の所定の表示位置に逐次表示する。モデル 94 では、橈骨動脈 44 における進行圧脈波 $P_f(RA)$ は、大動脈の中心端における進行圧脈波 $P_f(A0)$ に対して伝播時間 T_d だけ遅れているのみで、その形状は同じである。従って、逐次推定された橈骨動脈 44 の進行圧脈波 $P_f(RA)$ を、時間軸に平行に伝播時間 T_d だけ早い側へ移動させると大動脈の中心端における進行圧脈波 $P_f(A0)$ を得る。同様に、逐次推定された橈骨動脈 44 の反射圧脈波 $P_b(RA)$ を、時間軸に平行に伝播時間 T_d だけ遅い側へ移動させると大動脈の中心端における反射圧脈波 $P_b(A0)$ を得る。そのようにして得た大動脈の中心端における進行圧脈波 $P_f(A0)$ と反射圧脈波 $P_b(A0)$ とを加算することにより、大動脈圧波形 $P(A0)$ を逐次推定する。

【0033】図8は、上記中心大動脈圧波形推定装置 8 の電子制御装置 28 における制御作動の要部をさらに具体的に説明するフローチャートである。

【0034】図8において、ステップ S1 (以下、ステップを省略する。)では、初回の S1 の実行であるか否か、および前回に対応関係が更新されてからの経過時間が十数分乃至数十分程度に予め設定されたキャリブレーション周期を超えたか否かが判断される。通常はその S1 の判断が否定されるので、S2 において所定の押圧位置更新条件 (APS 起動条件) が成立したか否か、たとえば、圧脈波センサ 58 の押圧面 70 に配列された圧力検出素子のうちの最大振幅を検出するアクティブエレメント E0 が配列位置のうちの端部に位置する状態となったか否かなどが判断される。

【0035】初回の装着時、或いは圧脈波センサ 58 の橈骨動脈 44 に対する押圧位置がずれ、上記 APS 起動条件が成立する場合には、上記 S2 の判断が肯定されるので、S4 の APS 制御ルーチンが実行される。この APS 制御ルーチンは、圧脈波センサ 58 の各圧力検出素子によりそれぞれ検出された圧脈波信号 SM_2 の振幅分布曲線の最大振幅を検出する素子が、圧力検出素子の配列の略中心位置になるように最適押圧位置が決定されるとともに、そのときの最大振幅を検出する素子を橈骨動脈 44 の真上に位置するアクティブエレメント E0 として設定する。

【0036】橈骨動脈 44 に対する圧脈波センサ 58 の押圧位置が正常範囲であれば、上記 S2 の判断が否定されるので、S3 において、たとえば図6の対応関係を変化させる程に圧脈波センサ 58 の押圧条件を変化させる体動が検出されたか否か、或いは監視血圧値 MBP が前回のカフ 10 を用いて測定された血圧値 BP に対して大幅に変化したか否かなどに基づいて、血圧監視のための対応関係を更新するための起動条件或いは最適押圧力決定起動条件 (HDP 起動条件) が成立したか否かが判断される。

【0037】上記 S3 の判断が肯定された場合、および上記 S4 の APS 制御ルーチンが実行された場合は、前記最適押圧力制御手段 86 に対応する S5 の HDP 制御ルーチンにおいて、圧脈波センサ 58 の押圧力が連続的に高められる過程で、アクティブエレメント E0 からの圧脈波 $P(RA)$ の振幅が最大となる押圧力が最適押圧力 P_{HDP0} として決定され且つ更新された後、圧脈波センサ 58 の押圧力がその最適押圧力 P_{HDP0} にて保持される。そして、圧脈波センサ 58 がその最適押圧力 P_{HDP0} にて押圧された状態で、以後の S6 以下が実行される。

【0038】前回に対応関係が決定されてからの経過時間が予め設定されたキャリブレーション周期を超えた場合、または上記 S5 において HDP 制御ルーチンが実行された場合は、S6 においてカフ 10 を用いた血圧測定が実行された後、S7 において対応関係が更新される。すなわち、まず、前記血圧測定手段 80 に対応する S6 では、切換弁 16 を圧力供給状態に切り換え且つ空気ポンプ 18 を作動させてカフ 10 内の圧力を患者の予想される最高血圧値よりも高い目標圧力 (たとえば 180 mmHg) まで昇圧した後、空気ポンプ 18 を停止させ且つ切換弁 16 を徐速排圧状態に切り換えてカフ 10 内の圧力を 3 mmHg/sec 程度に予め定められた徐速降圧速度で下降させることにより、この徐速降圧過程で逐次得られる脈波信号 SM_1 が表す圧脈波 $P(RA)$ の振幅の変化に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムに従って最高血圧値 B_{PSys} 、平均血圧値 $B_{P_{MEAN}}$ 、および最低血圧値 $B_{P_{DIA}}$ が測定される。そして、その測定された血圧値が表示器 36 に表示されるとともに、切換弁 16 が急速排圧状態に切り換えられてカフ 10 内が急速に排圧される。

【0039】次に、前記関係決定手段 88 に対応する S7 では、圧脈波センサ 58 からの圧脈波 $P(RA)$ の大きさ (絶対値すなわち圧脈波信号 SM_2 の大きさ) と上記 S6 において測定されたカフ 10 による血圧値 B_{PSys} 、 $B_{P_{DIA}}$ との間の対応関係が求められ、更新される。すなわち、圧脈波センサ 58 からの圧脈波 $P(RA)$ が 1 拍読み込まれ且つその圧脈波 $P(RA)$ の最高値 $P(RA)_{max}$ および最低値 $P(RA)_{min}$ が決定されるとともに、それら圧脈波 $P(RA)$ の最高値 $P(RA)_{max}$ および最低値 $P(RA)_{min}$ と S6 にてカフ 10 により測定された最高血圧値 B_{PSys} および最低血圧値 $B_{P_{DIA}}$ とに基づいて、図6に示す圧脈波 $P(RA)$ の大きさとモニタ血圧値 MBP との間の対応関係が決定されるのである。

【0040】続く S8 では、最適押圧力 P_{HDP0} にて押圧されている圧脈波センサ 58 のアクティブエレメント E0 から出力される圧脈波信号 SM_2 および心音マイク 74 から出力される心音信号 SH が、所定拍数分 (たとえば 1 拍) 読み込まれる。続く監視血圧値決定手段 90 に対応する S9 では、上記 S8 において読み込まれた圧脈波信号 SM_2 からその波動の最高値 $P(RA)_{max}$ および最

低値 $P(RA)_{min}$ が決定され、図 6 の対応関係からその圧脈波 $P(RA)$ の最高値 $P(RA)_{max}$ および最低値 $P(RA)_{min}$ に基づいて監視最高血圧値 MBP_{sys} および監視最低血圧値 MBP_{dia} が決定される。そして、その監視最高血圧値 MBP_{sys} および監視最低血圧値 MBP_{dia} が表示器 36 に表示される。

【0041】続く血圧差算出手段 92 に対応する S10 では、前記 S8 で読み込まれた一拍分の圧脈波を構成する各圧脈波信号 SM_2 が前記式 4 に代入されることにより、1 拍分の $P_d(t)$ および $A(t)$ が算出される。なお、式 4 において、 Z_c/R および $C \cdot R$ には、予め設定された一定値（たとえば、 $Z_c/R = 0.0318$ 、 $C \cdot R = 1.33$ ）が用いられる。

【0042】続いて橈骨動脈圧波形推定手段 104 に対応する S11 乃至 S12 が実行される。まず、S11 では、前記 S8 で読み込まれた一拍分の圧脈波信号 SM_2 を構成する各点と前記 S10 で算出された一拍分の $A(t)$ とが前記式 6 に代入されることにより、橈骨動脈 44 における進行圧脈波 $P_f(RA)$ の一拍分が推定される。そして、S12 では、前記 S8 で読み込まれた一拍分の圧脈波信号 SM_2 を構成する各点と前記 S10 で算出された一拍分の $A(t)$ とが前記式 7 に代入されることにより、橈骨動脈 44 における反射圧脈波 $P_b(RA)$ の一拍分が推定される。

【0043】続く伝播時間算出手段 106 に対応する S13 では、前記 S8 で読み込まれた圧脈波信号 SM_2 および心音信号 SH に基づいて、圧脈波 $P(RA)$ の立ち上がり点および第 1 心音 1 の立ち上がり点が決定され、その第 1 心音の立ち上がり点が決定された時点から圧脈波 $P(RA)$ の立ち上がり点が決定された時点までの時間差が伝播時間 T_d として算出される。

【0044】続いて、中心大動脈圧波形推定手段 108 に対応する S14 乃至 S16 が実行される。まず、S14 では、前記 S11 で推定された橈骨動脈 44 における進行圧脈波 $P_f(RA)$ が、前記 S13 で算出された伝播時間 T_d だけ時間軸に平行に早い側へ移動させられることにより、大動脈の中心端における進行圧脈波 $P_f(AO)$ が推定される。続いて、S15 では、前記 S12 で推定された橈骨動脈 44 における反射圧脈波 $P_b(RA)$ が、前記 S13 で算出された伝播時間 T_d だけ時間軸に平行に遅い側へ移動させられることにより、大動脈の中心端における反射圧脈波 $P_b(AO)$ が推定される。そして、S16 では、上記 S14 で推定された大動脈の中心端における進行圧脈波 $P_f(AO)$ に、上記 S15 で推定された大動脈の中心端における反射圧脈波 $P_b(AO)$ が加算されることにより、中心大動脈圧波形 $P(AO)$ が推定され、且つ、その推定された中心大動脈圧波形 $P(AO)$ が表示器 36 に表示される。

【0045】次に、上記中心大動脈圧波形推定装置 8 と同様にしてモデル 94 に基づいて推定した中心大動脈圧

波形 $P(AO)$ を、他の方法により得られた中心大動脈圧波形 $P(AO)$ と比較した実験について説明する。

【0046】実験は、それぞれ不整脈がある 8 人の患者について、カテーテル法により実際に中心大動脈圧波形 $P(AO)$ を測定すると同時に、前記圧脈波検出プローブ 38 を用いて橈骨動脈 44 の圧脈波 $P(RA)$ を測定し、その後、すなわちオフラインにて、従来の伝達関数に基づいて大動脈圧波形を推定する方法および前記中心大動脈圧波形推定装置 8 と同様にしてモデル 94 に基づく方法の 2 つの方法により、それぞれ中心大動脈圧波形 $P(AO)$ を推定した。なお、このモデル 94 に基づく方法と、前記中心大動脈圧波形推定装置 8 とは、信号処理がオフラインであるかオンラインであるかの違いのみであり、本実験において、モデル 94 に基づいて推定された中心大動脈圧波形 $P(AO)$ は、中心大動脈圧波形推定装置 8 により推定される中心大動脈圧波形 $P(AO)$ と同じと言える。また、上記従来の伝達関数に基づく大動脈圧波形の推定方法は、下記の文献等に記載されている方法を用いた。Sugimachi M, Kawada T, Shisido T, Matumoto N, Alexander J Jr, Sunagawa K: Estimation of arterial mechanical properties from aortic and tonometric arterial pressure waveforms. *Methods Inf Med* 1997; 36: 250-253

【0047】図 9 は、上記実験において得られた代表的な中心大動脈圧波形 $P(AO)$ を示す図であり、(a) はカテーテル法により実際に測定した中心大動脈圧波形 $P(AO)$ 、(b) は圧脈波検出プローブ 38 により検出された橈骨動脈圧波形 $P(RA)$ 、(c) は従来の伝達関数に基づく方法により橈骨動脈圧波形 $P(RA)$ から推定した中心大動脈圧波形 $P(AO)$ 、(d) はモデル 94 に基づいて橈骨動脈圧波形 $P(RA)$ から推定した中心大動脈圧波形 $P(AO)$ である。図 10 は、カテーテル法により実際に測定した中心大動脈圧波形 $P(AO)$ に対する散布図であり、

(a) は圧脈波検出プローブ 38 により検出された橈骨動脈圧波形 $P(RA)$ 、(b) は従来の伝達関数に基づく方法により橈骨動脈圧波形 $P(RA)$ から推定した中心大動脈圧波形 $P(AO)$ 、(c) はモデル 94 に基づいて橈骨動脈圧波形 $P(RA)$ から推定した中心大動脈圧波形 $P(AO)$ の散布図である。図 9 および図 10 より、圧脈波検出プローブ 38 により検出された橈骨動脈圧波形すなわち何ら補正されていない橈骨動脈圧波形 $P(RA)$ は、実際の中心大動脈圧波形 $P(AO)$ とかなり相違しているが、上記 2 つの推定方法によって推定された中心大動脈圧波形 $P(AO)$ は、実際の中心大動脈圧波形 $P(AO)$ をかなり忠実に再現していると言える。

【0048】図 11 は、個々の患者毎且つ橈骨動脈圧波形 $P(RA)$ の補正の方法毎に、カテーテル法により実際に測定された中心大動脈圧波形 $P(AO)$ との間の相関係数 r^2 を求めた結果を示す図であって、左列が補正されていない橈骨動脈圧波形 $P(RA)$ の相関係数、中列が従来の伝達関

数に基づく方法により推定された中心大動脈圧波形 $P(A0)$ の相関係数、右列がモデル 94 に基づく方法により推定された中心大動脈圧波形 $P(A0)$ の相関係数である。図 11 から、モデル 94 に基づく方法は、従来の伝達関数に基づく方法と同程度の高い精度で中心大動脈圧波形 $P(A0)$ を推定できることが分かる。

【0049】上述のように、本実施例によれば、血圧差算出手段 92 (S10) により、モデル 94 に基づいて、圧脈波検出プローブ 38 によって非侵襲的に逐次検出された橈骨動脈圧脈波 $P(RA)$ から、圧脈波センサ 58 により押圧されている部位における橈骨動脈 44 の血圧 $P(RA)(t)$ と橈骨動脈 44 の末端における血圧 $Pd(t)$ との間の血圧差 $A(t)$ が逐次算出される。そして、橈骨動脈圧波形推定手段 104 (S11, 12) により、血圧差算出手段 92 (S10) によって逐次算出された血圧差 $A(t)$ と圧脈波検出プローブ 38 によって逐次検出された圧脈波 $P(RA)$ とから、橈骨動脈 44 の進行圧脈波 $Pf(RA)$ および反射圧脈波 $Pd(RA)$ が逐次推定され、中心大動脈圧波形推定手段 108 (S14 乃至 S16) により、橈骨動脈 44 の進行圧脈波 $Pf(RA)$ と反射圧脈波 $Pd(RA)$ 、および伝播時間算出手段 106 (S13) により逐次算出された伝播時間 Td に基づいて中心大動脈圧波形 $P(A0)$ が逐次推定される。従って、橈骨動脈圧波形 $P(RA)$ および伝播時間 Td を逐次測定するだけで、高精度に且つ簡便に中心大動脈圧波形 $P(A0)$ が逐次推定できる。

【0050】以上、本発明の一実施形態を図面に基いて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0051】たとえば、前述の中心大動脈圧波形推定装置 8 は、非観血連続血圧推定装置としての機能も有していたが、この非観血連続血圧推定装置としての機能はなくてもよい。その場合には、カフ 10 等が不要となる利点がある。

【0052】また、前述の実施例では、第 1 センサとして、心音を検出する心音マイク 74 が設けられていたが、心音マイク 74 に代えて、頸動脈波を検出する頸動脈波センサが設けられてもよい。

【0053】また、前述の実施例では、圧脈波検出プローブ 38 は、手首 54 に装着されて、体表 52 上から橈骨動脈 44 を押圧することにより、末梢動脈圧波形として橈骨動脈圧波形 $P(RA)$ を検出する形式であったが、頸動脈は中心大動脈よりも末梢側にあるので、圧脈波検出プローブは、生体の首部に装着されて、末梢動脈圧波形として頸動脈圧波形を検出する形式であってもよい。

【0054】なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施例である中心大動脈圧波形推定装置の回路構成を説明する図である。

【図 2】図 1 の実施例の圧脈波検出プローブを一部を切り欠いて説明する拡大図である。

【図 3】図 1 の実施例の圧脈波センサにより検出される圧脈波を例示する図である。

【図 4】図 1 の実施例における電子制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図 5】図 4 の最適押圧力制御手段において決定される最適押圧力を説明する図である。

【図 6】図 1 の実施例において用いられる対応関係を例示する図である。

【図 7】本発明において用いられた血管系を模式化したモデルである。

【図 8】図 1 の実施例における電子制御装置における制御作動の要部を具体的に説明するフローチャートである。

【図 9】(a) はカテーテル法により実際に測定した中心大動脈圧波形、(b) は圧脈波検出プローブにより検出された橈骨動脈圧波形、(c) は従来の伝達関数に基づく方法により橈骨動脈圧波形から推定した中心大動脈圧波形、(d) はモデルに基づいて橈骨動脈圧波形から推定した中心大動脈圧波形である。

【図 10】カテーテル法により実際に測定した中心大動脈圧波に対する散布図であり、(a) は圧脈波検出プローブ 38 により検出された橈骨動脈圧波、(b) は従来の伝達関数に基づく方法により橈骨動脈圧波から推定した中心大動脈圧波、(c) はモデルに基づいて橈骨動脈圧波から推定した中心大動脈圧波の散布図である。

【図 11】個々の患者毎且つ橈骨動脈圧波の補正の方法毎に、カテーテル法により実際に測定された中心大動脈圧波との間の相関係数 r^2 を求めた結果を示す図である。

【符号の説明】

8 : 中心大動脈圧波形推定装置 (中枢動脈圧波形推定装置)

38 : 圧脈波検出プローブ (圧脈波センサ)

44 : 橈骨動脈 (末梢動脈)

58 : 圧脈波センサ

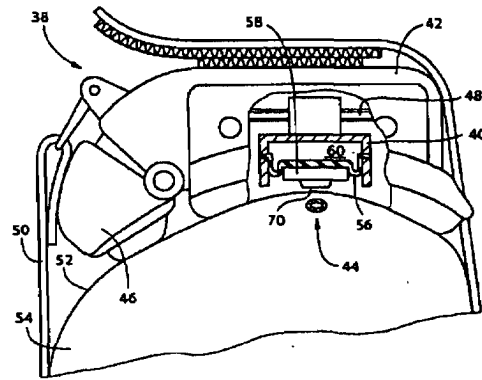
92 : 血流波形算出手段

104 : 橈骨動脈圧波形推定手段 (末梢動脈圧波形推定手段)

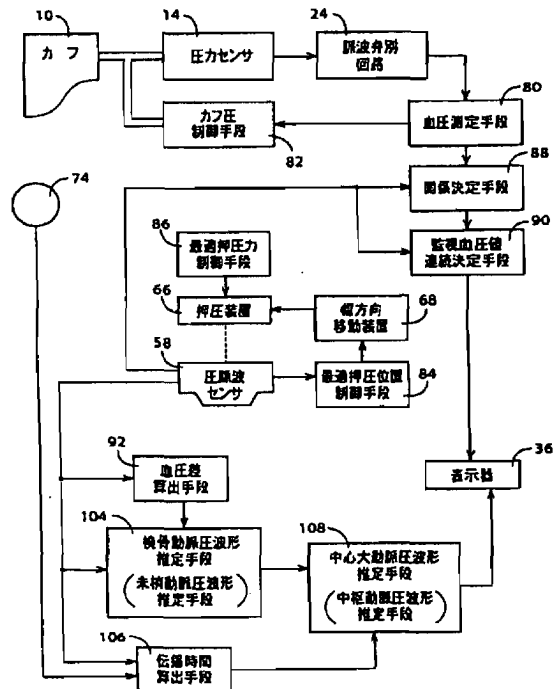
106 : 伝播時間算出手段

108 : 中心大動脈圧波形推定手段 (中枢動脈圧波形推定手段)

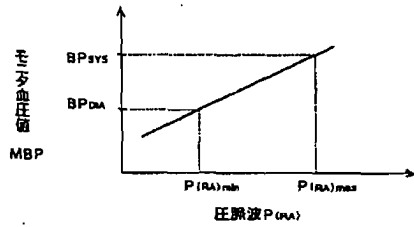
【図 2】



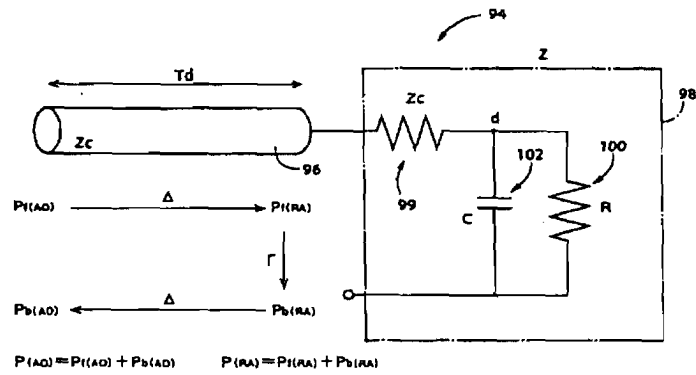
【图 4】



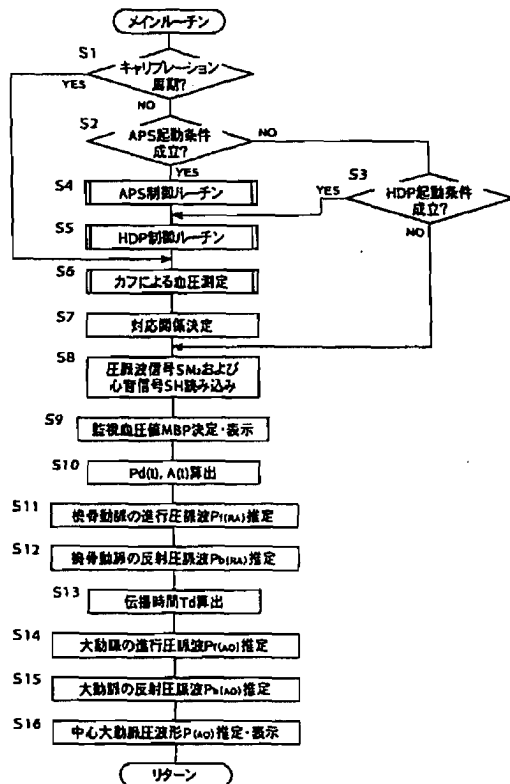
【図 6】



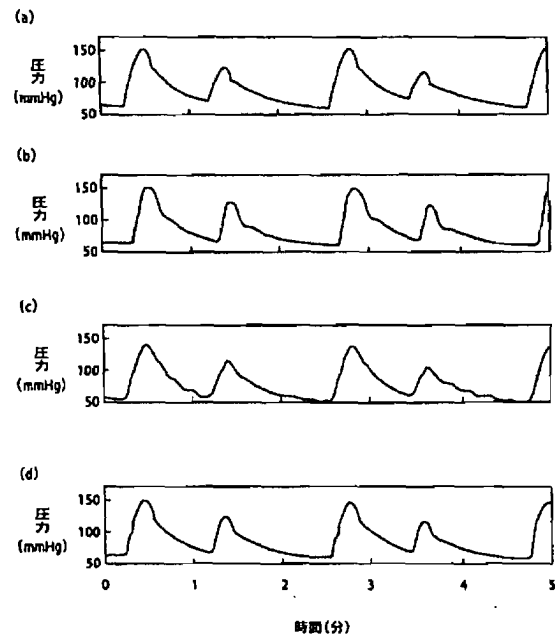
【図 7】



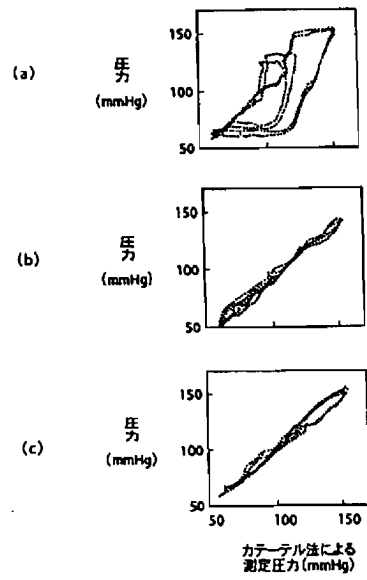
【図 8】



【図 9】



【図10】



【図11】

